

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 63-189853

(43)Date of publication of application : 05.08.1988

(51)Int.Cl. G03B 42/02

(21)Application number : 62-021155

(71)Applicant : KONICA CORP

(22)Date of filing : 31.01.1987

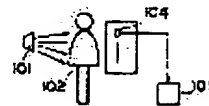
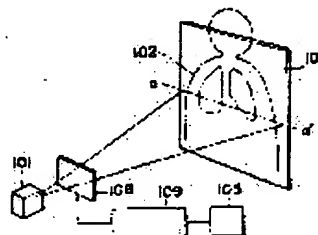
(72)Inventor : TSUCHINO HISANORI  
SHIMADA FUMIO

## (54) RECORDING AND READING METHOD FOR RADIATION IMAGE

## (57)Abstract:

PURPOSE: To attain clear drawing of the whole part of an object on an image by detecting a positional change in the radiation field of the object based upon the radiation of weak radiant rays, radiating strong radiant rays while modulating its intensity and recording and reading the image through a radiation image converting panel.

CONSTITUTION: Weak radiant rays are projected from a radiant ray source 101 to the object 102, positional changes in a portion capable of easily transmitting radiant rays and a portion difficult to transmit radiant rays are detected by scanning based upon a line detector and the detected result is stored in an arithmetic recording part 105. Strong radiant rays are projected from the radiant ray source 101 to the object 102 while modulating its intensity through a controller 109 and a modulator 108 in accordance with the stored result. Consequently, a dynamic range is compressed and image information with a high SN and high contrast is recorded on the radiation image converting panel 103 consisting of a phosphor layer and read out. Thereby, the whole part of the object can be clearly drawn on an image.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

BEST AVAILABLE COPY

This Page Blank (uspto)

⑨ 日本国特許庁(JP)

⑩ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報(A)

昭63-189853

⑬ Int.Cl.<sup>4</sup>

識別記号

庁内整理番号

⑭ 公開 昭和63年(1988)8月5日

G 03 B 42/02

B-6715-2H

審査請求 未請求 発明の数 1 (全8頁)

⑮ 発明の名称 放射線画像の記録読取方法

⑯ 特 願 昭62-21155

⑰ 出 願 昭62(1987)1月31日

⑱ 発 明 者 土 野 久 庵 東京都日野市さくら町1番地 小西六写真工業株式会社内  
⑲ 発 明 者 島 田 文 生 東京都日野市さくら町1番地 小西六写真工業株式会社内  
⑳ 出 願 人 コニカ株式会社 東京都新宿区西新宿1丁目26番2号  
㉑ 代 理 人 弁理士 羽村 行弘

明 細 書

1. 発明の名称

放射線画像の記録読取方法

2. 特許請求の範囲

(1) 蓄積型放射線画像変換パネルに被写体を通した放射線を照射することによって放射線画像情報を蓄積記録し、該蓄積型放射線画像変換パネルに蓄積記録された放射線画像情報を助起光で読取る放射線画像の記録読取方法において、前記放射線画像情報の蓄積記録時に、その画像情報のダイナミックレンジを圧縮することを特徴とする放射線画像の記録読取方法。

(2) 前記ダイナミックレンジの圧縮が、被写体に弱い放射線を照射し、該放射線の場所的变化を検出した後、蓄積型放射線画像変換パネルに被写体を通した強い放射線を前記検出情報に基づいて強度を変調しつつ照射することにより行うものである特許請求の範囲第1項記載の放射線画像の記録読取方法。

(3) 前記被写体を通した放射線の場所的变化の検出と、その検出情報に基づく放射線の強度の変調とを同時的に行うものである特許請求の範囲第2項記載の放射線画像の記録読取方法。

3. 発明の詳細な説明

(産業上の利用分野)

この発明は被写体を通る放射線の場所的变化に基づいて放射線の強度を変調させながら放射線画像変換パネルに放射線画像情報を記録し、その読み取り時に被写体の全ての部分を鮮明に複写できるようにした放射線画像情報の記録読取方法に関するものである。

(発明の背景)

X線画像のような放射線画像は医療用として多く用いられている。この放射線画像を得る一方法として、被写体を通した放射線を蛍光体層(蛍光スクリーン)に照射し、この可視光を敏感感光材料を塗布したフィルムに照射して現像する、いわゆる放射線写真方式がある。

近年、放射線画像診断技術の進歩に伴い、上記

放射線写真を走査し、そこに記録された放射線画像情報を読取り、デジタル信号化した後にCRTや感光材料上に再生する方法が工夫されるようになってきた。それにより一回の放射線撮影からより多くの診断情報が得られるようになり、診断性能の向上と被曝線量の低減がもたらされる。この方法は放射線画像情報の保存や検索の効率化という点でも期待がもたれている。

前記写真フィルムを用いた放射線画像情報読取装置においては、放射線画像を記録した写真フィルムを読取光で露光走査し、その反射光又は透過光を光検出器で検出して電気信号に変換することが行われている。

また、一方では銀塩感光材料からなる放射線写真フィルムを使用しないで放射線画像情報を得る方法が工夫されるようになった。この方法としては被写体を透過した放射線がある種の蛍光体に吸収せしめ、しかる後、この蛍光体を例えば、光又は熱エネルギーで励起することにより、この蛍光体が前記吸収により蓄積している放射線エネルギー

を蛍光として放射せしめ、この蛍光を検出して画像化するものがある。具体的には、例えば米国特許第3,859,527号又は特開昭55-12144号に開示されている。これらは輝尽性蛍光体を用い、可視光線又は赤外線を輝尽励起光とした放射線画像変換方法を示したもので、支持体上に輝尽性蛍光体層を形成した放射線画像変換パネルを使用し、この放射線画像変換パネルの輝尽性蛍光体層に被写体を透過した放射線を当てて被写体各部の放射線透過度に対応する放射線エネルギーを蓄積させて潜像を形成し、しかる後、この輝尽性蛍光体層を前記輝尽励起光で走査することによって放射線画像変換パネルの各部に蓄積された放射線エネルギーを放射させて、これを光に変換し、この光の増強による光信号を光電子増倍管、フォトダイオード等の光電変換素子で検出して放射線画像情報を得るものである。

また、他の方法としては被写体を透過した放射線を、一様に帯電させたセレン、シリコン等の光導電体層を有する半導体パネルに吸収せしめて静

電潜像を形成した後、この半導体パネルを光で走査することにより該パネル上の静電潜像を電気的に検出して画像化するものがある（例えば特開昭54-31219号）。

斯くして得た放射線画像情報はそのままの状態、或いはリアルタイムで空間周波数処理や階調処理等の画像処理が施されて銀塩フィルム、CRT等に出力されて可視化されるが、又は半導体記憶装置、磁気記憶装置、光ディスク記憶装置等の画像記憶装置に格納され、その後、必要に応じてこれら画像記憶装置から取り出されて銀塩フィルム、CRT等に出力されて可視化されている。

前記各種の放射線画像変換パネルは、一般に放射線に対するダイナミックレンジが広く（ $10^3 \sim 10^4$ ）、被写体の低信号領域部分から高信号領域部分までの画像情報を記録することが可能になっているが、被写体を透過して得られる画像情報のダイナミックレンジ、即ち、被写体の最小放射線透過量（最小信号値に相当）と、最大放射線透過量（最大信号値に相当）との比は約 $10^3$ 程度である

ためにコントラストにおいて充分でない。

従って、このようにして得られた放射線画像情報を可視化する場合には、そのコントラストを増強して濃度分解能を上げる階調処理が施されることが行われる。

ところが、階調処理は一般には第8図右側の線Rの傾き（図の傾きは1）を2～3位になるように立てて処理するため、被写体を透過して得られる画像情報のダイナミックレンジは可視画像上では2～3倍に広げられ $10^4 \sim 10^5$ となってしまう、その結果、光学濃度で4以上となり、真黒で何も見えなくなって仕舞う。即ち、被写体を透過して得られる画像情報のダイナミックレンジは、 $10^3 \sim 10^4$ （光学濃度で約0～2.5）であるが、最も濃度分解能の高い領域は光学濃度で0.8～1.5の如く狭く、被写体の低信号領域部分から高信号領域部分まで一枚の可視画像上で観察することは不可能となる。例えば胸部X線画像の場合は肺野部分を最適光学濃度（0.8～1.5）で観察しようとすると、縦隔部分でのX線の透過量が少なくなり、

〔発明の目的〕

〔發明の構成〕

この発明において、放射線画像変換パネルとしては輝尽性蛍光体が好ましく用いられる。この輝尽性蛍光体とは、最初の光若しくは高エネルギー放射線が照射された後に光的、熱的、機械的、化学的又は電気的等の刺激（輝尽励起）により最初の光若しくは高エネルギー放射線の照射量に対応した輝尽発光を示す蛍光体であるが、実用的な面から好ましくは 500nm 以上の励起光によって輝尽発光を示す蛍光体であり、特に、励起光に対する輝尽発光の応答速度の大きい蛍光体である。半導体レーザの発振波長領域の光に対して効率良く輝尽発光を示す蛍光体であればさらに好ましい。このような輝尽性蛍光体としては、例えば米国特許第 3,859,527 号に記載されている  $\text{SrS}:\text{Ce}, \text{Sm}$ 、 $\text{SrS}:\text{Eu}, \text{Sm}$ 、 $\text{La}_2\text{O}_3\text{S}:\text{Eu}, \text{Sm}$  及び  $(\text{Zn}, \text{Cd})\text{s}$

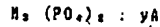
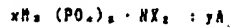
$$(Ba_{1-x-y}Mg_xCa_y)PX : eEu^{2+}$$
$$\ln OX : xA$$
$$(B_{\alpha_1} - xM^0 x) \text{ PY} : yA$$

Варх : нсе, уа

НБ РХ - ПА : yLa

- 379 -

$1.0 \times 10^{-4} \leq x \leq 0.5$  及び  $0 < y \leq 0.2$  なる条件を満たす数である。) で表される希土類元素付活2価金属フルオロハライド蛍光体、特開昭57-148285号に記載されている下記いずれかの一般式

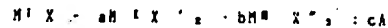


(式中、M及びNはそれぞれ Mg, Ca, Sr, Ba, Zn, 及び Cd のうちの少なくとも一種、Xは P, Cl, Br及びIのうちの少なくとも一種、AはEu, Tb, Ce, Ta, Dy, Pr, Ho, Nd, Yb, Er, Sb, Tl, Mn及びSnのうちの少なくとも一種を表わす。また、x及びyは  $0 < x \leq 6$ 、 $0 \leq y \leq 1$  なる条件を満たす数である。) で表わされる蛍光体、下記いずれかの一般式



(式中、Re は La, Gd, Y, Luのうちの少なくとも一種、Aはアルカリ土類金属、Ba, Sr, Caのうちの少なくとも一種、X及びX'はP, Cl, Brのうちの少なくとも一種を表わす。また、x及びyは  $1 \times$

$10^{-4} < x < 3 \times 10^{-1}$ 、 $1 \times 10^{-4} < y < 1 \times 10^{-1}$  なる条件を満たす数であり、n/m は  $1 \times 10^{-3} < n/m < 7 \times 10^{-1}$  なる条件を満たす。) で表わされる蛍光体、及び下記一般式



(但し、M<sup>1</sup>はLi, Na, K, Rb及びCsから選ばれる少なくとも一種のアルカリ金属であり、M<sup>2</sup>はBe, Mg, Ca, Sr, Ba, Zn, Cd, Cu及びTiから選ばれる少なくとも一種の二価金属である。M<sup>3</sup>はSc, Y, La, Ce, Pr, Nd, Pm, Sm, Eu, Gd, Tb, Dy, Ho, Er, Tm, Yb, Lu, Al, Ga及びInから選ばれる少なくとも一種の三価金属である。X, X'及びX''はP, Cl, Br及びIから選ばれる少なくとも一種のハロゲンである。AはEu, Tb, Ce, Ta, Dy, Pr, Ho, Nd, Yb, Er, Gd, Lu, Sm, Y, Tl, Na, Ag, Cu及びHgから選ばれる少なくとも一種の金属である。

また、aは  $0 \leq a < 0.5$  の範囲の数値であり、bは  $0 \leq b < 0.5$  の範囲の数値であり、cは  $0 < c < 0.2$  の範囲の数値である。) で表わされるア

ルカリハライド蛍光体等が挙げられる。特に、前記輝尽性蛍光体のうち、アルカリ土類元素ハロゲン化合物系の蛍光体、及びアルカリハライド系の蛍光体が励起光に対する輝尽発光の応答速度が大きく、また半導体レーザの発振波長領域とのマッチングがよく好ましい。

しかし、前記放射線画像変換パネルに用いられる輝尽性蛍光体は、前述の蛍光体に限られるものではなく、放射線を照射した後、輝尽励起光を照射した場合に輝尽発光を示す蛍光体であればいかなる蛍光体であってもよい。

#### (実施例)

次に、この発明の方法を実施例により詳細に説明する。

第1図～第4図は本方法を実施するに連した放射線画像情報の記録装置の第一の例を示すものである。図において、101は放射線源、102は被写体、103は該被写体102を透過した放射線(X線)を照射することによって放射線画像情報を蓄積記録する放射線画像変換パネル(以下変

換パネルという)である。この変換パネル103に前記放射線画像情報を蓄積記録する時に、被写体102を透過して得られる画像情報のダイナミックレンジを圧縮して蓄積記録する。この圧縮記録には、先ず、①放射線源101で被写体102に弱い放射線を当て、その放射線の場所的変化即ち透過し易い部位と透過し難い部位を検出する。しかる後、②蓄積型放射線画像変換パネル103に被写体102を透過した強い放射線を前記検出情報に基づいて強度を調整させながら照射する。

前記①の検出は、第2図(1)のように被写体102の反対側でラインディテクタ104をスキャンすることにより行われ、被写体102を透過した画像情報の強い部位と弱い部位を検出した結果は演算記録部105に記憶される。この場合、同図(2)の如く放射線源101として放射線ファンビーム発生装置を用いたときは、これより発するファンビームと同期(連動)してラインディテクタ104をスキャンする如くしてもよい。また、同図(2)の如くラインディテクタ104に

代えてイメージインテンシファイヤ106を用い、これで被写体102の画像情報を増幅してテレビカメラ107で撮影し、画像情報の強い部位と弱い部位を演算記録部105に記憶するようにしてもよい。この記録のための放射線は前述の如く弱くてよいし、ラインディテクタ104及びテレビカメラ107の空間分解能は低くてもよい。

前記の放射線の強度を調節させながら撮影する手段として、第1図の如く放射線源101と、被写体102との間に位置強度変調器108を介装し、該位置強度変調器108を前記演算記録部105に接続されているコントローラ109により駆動することにより行う。例えば、ファンビームにより被写体102の胸部を第1図a-a'線の如く照射して変換パネル103に記録する場合には、前記位置強度変調器108は前記演算記録部105に記憶された当該線上の画像情報に基づいてコントローラ109により第3図示の如く肺部分A、A'と脊骨部分Bの放射線の強度を圧縮するようにコントロールされる。ここに示す位置

強度変調器108の構造としては、特に問わないが、例えば、第4図(I)の如く放射線吸収物質よりなる楔状板110を多数枚集合させてなり、前記コントローラ109により同図(II)の如くファンビーム路上a-a'に出し入れするようにしたものでもよい。この楔状板110の枚数はディテクタの画素数と等しい数だけあればよい。例えば、ディテクタの画素が2000画素あれば最大枚数は2000枚となるが、後記する如く、平均化処理によって空間周波数領域を制限した場合には、その空間周波数に 대응できる枚数、例えば、1000画素に平均化した場合には1000枚あればよいこととなる。

前記位置強度変調器108により被写体102を透過した放射線の透過率の低い部分を補償する場合、全ての空間周波数領域で補償すると、必要な画像情報も失われてしまうので、 $0.2 \text{ \mu p/mm}$ 以下、好ましくは $0.1 \text{ \mu p/mm}$ 以下の領域のみで補償することが必要である。即ち、放射線画像は被写体102のうち、放射線の通り易い部位と通り難

い部位との透過量の微妙な差で形成されるため、全ての空間周波数領域で補償し、透過量の差を無くしてしまったのでは画像が作れなくなるから、例えば、心臓と肺、脊骨と肺の如く大きな構造物間での補償が行われるようにすることが必要となる。このような低空間周波数領域の信号のみを検出する方法として、最初からディテクタを軽く配し、空間分解能を低く設定しておいてもよいが、細かく配して置き、一旦検出した信号に平均化処理(フィルタリング)を施す方法がより好ましいと言える。

第5図は本方法を実施するに適した放射線画像情報の記録装置の第二の例を示すものである。この場合には、被写体102を透過した放射線を変換パネル103に照射する時に、放射線の場所的変化の検出と、その検出情報に基づく放射線の強度の調節とを同時的に行うものである。即ち、被写体102を最初から変換パネル103の前面に立たせ、放射線源101で発生するスリット状のファンビームで被写体102とともに、変換パネル

103をスキャンする。これと同時に変換パネル103の後ろに設置した第2図(I)、(II)と同様なラインディテクタ104を運動させて放射線の場所的变化(透過し易い部位と、透過し難い部位)を検出し、これを直ちに演算記録部105及びコントローラ109を介して位置強度変調器108にフィードバックし、被写体102の透過し難い部位に対する放射線の強度を調節させながら変換パネル103に一回のスキャンで撮影する方法を示している。また、この方法を実施する場合、スリット状のファンビームに代えてペンシルビームを用いる方法でもよい。しかも、これらスリット状ファンビーム、ペンシルビームは第6図示の如くスリットを移動させるような方法によって発生することもできる。

また、被写体102と変換パネル103との間にスリット部材(図示せず)を入れ、放射線の散乱線を除去するようにすれば、画像の鮮明性をより向上させることができる。

第7図は放射線画像読取装置の一例を示す説明

図である。図において、201は励起光発生用の光源で、該光源201はドライブ回路202によってドライブされる。前記光源201より発生したビームは単色光フィルタ203、スプリットミラー204、ビーム整形光学系205及びミラー206を経て偏向器207に送ずる。この偏向器207は偏向器ドライバ208によってドライブされるガルバノミラーを備え、前記ビームを走査領域内に一定角度で偏向する。偏向されたビームはfθレンズ209によって走査線上で一定速度となるよう調整され、ミラー210を経て前述した如く被写体102を通した画像情報のダイナミックレンジを圧縮した状態で蓄積記録された変換パネル103上を矢印aの方向に走査する。該変換パネル103は同時に適当な手段で副走査方向(矢印b方向)に移動し、全面が走査される。前記ビームにて走査され、画像変換パネル103から発生する輝尽発光は集光器212で集光され、輝尽発光の波長領域のみを通すフィルタ113を通過して光電子増倍管等の光電変換器を備えた受光

部214に至り、アナログ電気信号(画像信号)に変換される。

215は光電子増倍管に高圧を供給する電源である。光電子増倍管から電流として出力された画像信号は電流-電圧変換増幅器216を通過して電圧増幅され、さらに発光強度信号を画像濃度信号に変換するLog変換器217、サンプルホールド回路218を通過した後、A/D変換器219によってデジタル信号に変換され、メモリ220に格納される。このメモリ220はデジタル演算等を行うCPU221に接続され、該CPU221はインターフェース122を介して外部の機器、例えばデータを保存加工するための大型コンピュータ、ミニコンピュータ、画像を出力するCRT表示装置、各種ハードコピー作成装置等に連結することができ、かつ、メモリ220に蓄えられたデータの演算・転送を行うようになっている。

なお、前記励起光発生用の光源201としては変換パネル103に蓄積された放射線エネルギーを放射させて光に変換するものであれば特に問わ

ないが、半導体レーザー、He-Neレーザー、He-Cdレーザー、Arイオンレーザー、Krイオンレーザー、Rレーザー、YAGレーザー及びその第2高調波、ルビーレーザー等の各種のレーザーが使用できる。

また、上記実施例において、変換パネル103として輝尽性蛍光体を用いた例を示したが、これに限定しない。例えば、光導電体を用い、これに静電画像を記録するときにも応用できることは勿論である。

#### (発明の効果)

以上説明したように、この発明は蓄積型放射線画像変換パネルに被写体を通した放射線を照射することによって放射線画像情報を蓄積記録し、該蓄積型放射線画像変換パネルに蓄積記録された放射線画像情報を励起光で読取る放射線画像の記録読取方法において、前記放射線画像情報の蓄積記録時に、その画像情報のダイナミックレンジを圧縮することを特徴としているから、SN比を向上させた状態で読取ることができるとともに、その読取り時に被写体の全ての部分を鮮明に描写で

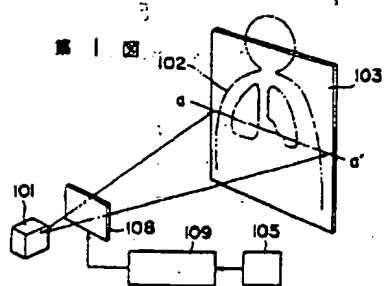
きるという優れた効果を奏するものである。

#### 4. 図面の簡単な説明

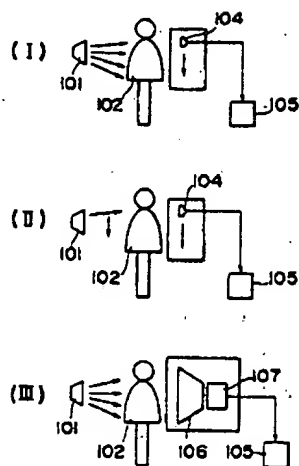
第1図～第4図はこの発明の方法を実施する記録装置の第一例を示すもので、第1図は略示的斜視図、第2図(I)～(II)は被写体を通る放射線の場所的変化の検出手段を示す説明図、第3図はダイナミックレンジの圧縮状態を示す説明図、第4図(I)、(II)は位置強度変調器の斜視図及び変調状態の説明図、第5図は記録装置の第二例を示す略示的斜視図、第6図はスリット移動方式の斜視図、第7図は読取装置の一例を示す略示的斜視図、第8図はパネル及び被写体のダイナミックレンジと信号強度及び画像濃度との関係を示す図である。

- 101……放射線源
- 102……被写体
- 103……蓄積型放射線画像変換パネル
- 104……ラインディテクタ
- 105……演算記録部

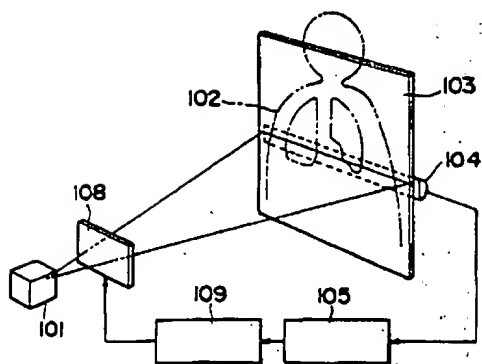




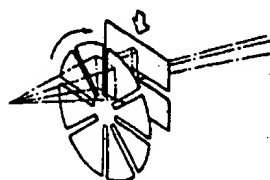
第 2 図



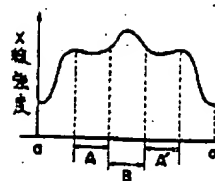
第 5 図



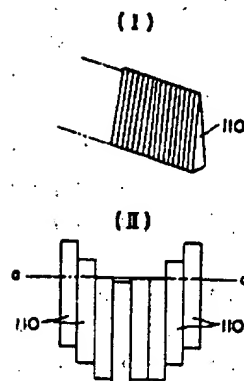
第 6 図



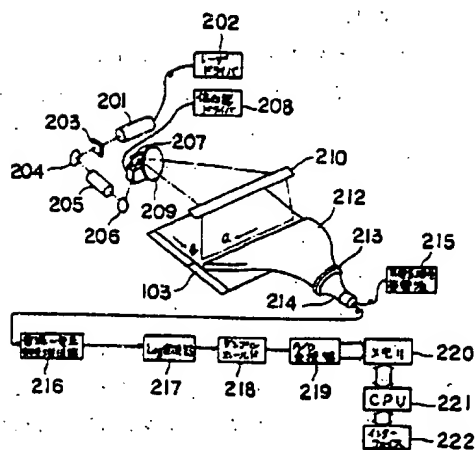
第 3 図



第 4 図



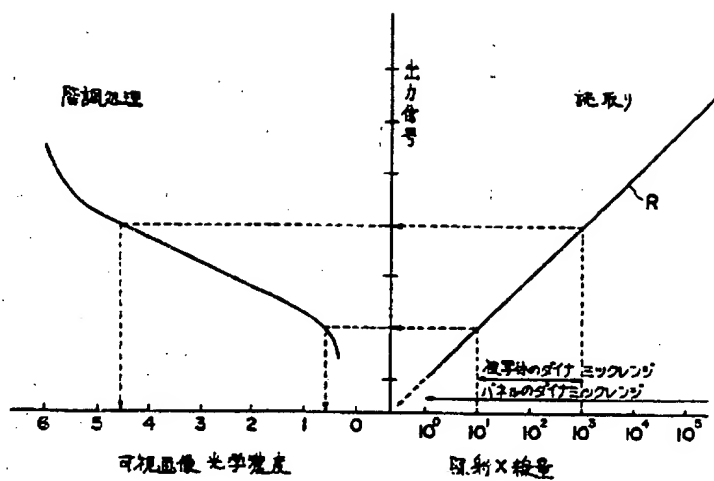
第 7 図



s/n 09/819.400  
 aut-unit 2622

特開昭63-189853(8)

第 8 図



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**

**This Page Blank (uspto)**